



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103717144 B

(45)授权公告日 2016.08.24

(21)申请号 201280037365.0

(22)申请日 2012.05.23

(30)优先权数据

2011-165662 2011.07.28 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2014.01.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/063119 2012.05.23

(87)PCT国际申请的公布数据

W02013/015001 JA 2013.01.31

(73)专利权人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 玉野聪

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司 11021

代理人 齐秀凤

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(56)对比文件

JP 特开2003-210460 A,2003.07.29,

CN 101785682 A,2010.07.28,

JP 特开2003-210460 A,2003.07.29,

WO 2011/027644 A1,2011.03.10,

JP 特开2008-067856 A,2008.03.27,

JP 特开2000-5165 A,2000.01.11,

CN 101879077 A,2010.11.10,

JP 特开2003-180686 A,2003.07.02,

审查员 李陆美

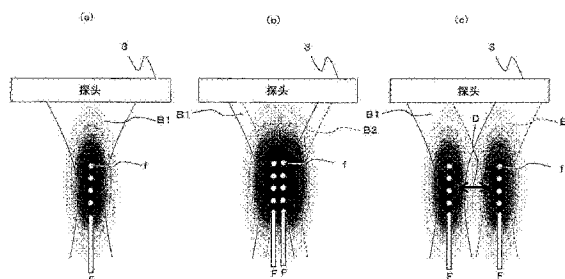
权利要求书1页 说明书10页 附图7页

(54)发明名称

超声波诊断装置以及剪切弹性测量方法

(57)摘要

提供一种超声波诊断装置,其通过显示与温度上升相关的信息,能唤起检测者注意,将生物体的温度上升抑制在规定的限制值内,确保生物体安全性,同时能恰当对生物体照射超声波能量进来测量生物体组织的超声波剪切弹性。超声波诊断装置通过来自探头的超声波来测量被检体的剪切弹性,具备对超声波的聚焦区域的温度上升进行运算的运算部;和显示与温度上升相关的信息的显示部。



1. 一种超声波诊断装置,其通过来自探头的超声波来测量被检体的剪切弹性,所述超声波诊断装置的特征在于,

所述探头对多个聚焦区域照射所述超声波,所述超声波诊断装置具备测量所述剪切弹性的运算部,

所述超声波诊断装置还具备控制部,该控制部基于所述多个聚焦区域中的任意一个聚焦区域的由超声波纵波所引起的位移以及由超声波横波所引起的位移中的至少1个位移,来决定是否运算所述任意一个聚焦区域的剪切弹性,

所述运算部,在决定为不对所述一个聚焦区域的剪切弹性进行运算的情况下,基于对不同于所述一个聚焦区域的聚焦区域所照射的所述超声波,来运算所述剪切弹性不被运算的所述一个聚焦区域的剪切弹性,

所述超声波诊断装置还具备显示部,该显示部将第1剪切弹性图像和第2剪切弹性图像进行重叠显示,

其中,所述第1剪切弹性图像是在决定为不对所述第1聚焦区域的剪切弹性进行运算的情况下,基于对不同于所述第1聚焦区域的聚焦区域所照射的所述超声波而运算出的第1剪切弹性图像,

所述第2剪切弹性图像是在决定为不对第2聚焦区域的剪切弹性进行运算的情况下,基于对不同于所述第2聚焦区域的聚焦区域照射的所述超声波而运算出的第2剪切弹性图像,

所述第1聚焦区域和所述第2聚焦区域是所述多个聚焦区域中的不同的聚焦区域。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

能调整对所述多个聚焦区域照射的超声波的距离间隔。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

根据对所述剪切弹性进行测量的所述超声波的传播范围,来调整所述超声波的距离间隔。

4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,

按照多个所述超声波的传播范围不发生重复的方式,设定所述超声波的距离间隔。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述多个聚焦区域处于大致平行。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

根据构成所述剪切弹性的图像的帧来切换所述多个聚焦区域的位置。

超声波诊断装置以及剪切弹性测量方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置,尤其涉及能够降低超声波照射区域的温度上升且能够安全地测量剪切弹性的超声波诊断装置以及弹性测量方法。

背景技术

[0002] 已知癌那样的疾病(例如,乳腺癌、前列腺癌等)随着肿瘤的增大,生物体组织与正常组织相比而非偶然性硬化。另外,已知在生物体内,乳腺癌、前列腺癌等的肿瘤部位的基于超声波横波分量的超声波剪切速度将变快。于是,存在下述的方法,即:通过使从超声波探头辐射的能量的横波分量传播至生物体组织,对生物体组织的超声波剪切速度进行测量,来识别肿瘤部位(例如,参照专利文献1)。

[0003] 在先技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:美国专利6951544号说明书

发明概要

[0006] 发明所要解决的课题

[0007] 但是,为了对生物体组织传播横波,相对于目的部位(例如,肿瘤)而使剪切位移产生,则需照射较大的超声波能量。照射的超声波能量在生物体内变换为热,在超声波能量较大时,因生物体过度的温度上升而将导致细胞坏死。

发明内容

[0008] 本发明是为了解决现有问题而开发的,其目的在于:提供能将生物体的温度上升抑制在规定的限制值内,确保生物体安全性,且可恰当对生物体照射超声波能量来测量生物体组织的超声波剪切弹性的超声波诊断装置以及弹性测量方法。

[0009] 解决课题的手段

[0010] 本发明的超声波诊断装置是通过来自探头的超声波来测量被检体的剪切弹性的超声波诊断装置,其具备对所述超声波的聚焦区域的温度上升进行运算的运算部;和显示与所述温度上升相关的信息的显示部。

[0011] 根据该构成,通过显示与温度上升相关的信息,唤起检测者注意,将生物体的温度上升抑制在规定的限制值内,确保生物体安全性,又能恰当对生物体照射超声波能量来测量生物体组织的超声波剪切弹性。

[0012] 另外,超声波诊断装置通过来自探头的超声波来测量被检体的剪切弹性,探头对多个聚焦区域照射超声波具备来测量剪切弹性的运算部。

[0013] 本发明的剪切弹性测量方法是通过来自探头的超声波来测量被检体的剪切弹性的剪切弹性测量方法,其中,对基于所述超声波的超声波能量所引起的聚焦区域的温度上升进行运算,并显示与所述温度上升相关的信息。

[0014] 根据该构成,通过显示与温度上升相关的信息,能够唤起检测者注意,将生物体的温度上升抑制在规定的限制值内,确保生物体安全性,并且能恰当对生物体照射超声波能量进而能够测量生物体组织的超声波剪切弹性。

[0015] 发明效果

[0016] 根据本发明,通过显示与温度上升相关的信息,能够唤起检测者注意,将生物体的温度上升抑制在规定的限制值内,确保生物体安全性,又能恰当对生物体照射超声波能量进而能够测量生物体组织的超声波剪切弹性。

附图说明

[0017] 图1是表示第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的概要的图。

[0018] 图2是用于说明第1实施方式所涉及的超声波诊断装置的动作的流程图。

[0019] 图3是用于说明第2实施方式所涉及的超声波诊断装置所照射的超声波的概要的图。

[0020] 图4(a)是表示超声波呈扇状照射的情况下的超声波横波的传播方向的图,图4(b)是表示超声波呈扇状照射的情况下的超声波横波的传播区域的图,图4(c)是表示通过使多个聚焦区域处于大致平行以降低重复区域的图。

[0021] 图5是表示根据构成剪切弹性测量的图像的帧来切换超声波的聚焦区域的位置的图。

[0022] 图6是表示通过第3实施方式所涉及的超声波诊断装置所获取的剪切弹性图像的概要的图。

[0023] 图7是表示多个剪切弹性图像被重叠的情形的图。

具体实施方式

[0024] (第1实施方式)

[0025] 以下,关于第1实施方式所涉及的超声波诊断装置,利用附图进行说明。图1是表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置的概要的图。

[0026] 超声波诊断装置1具备:探头3、超声波发送电路4、超声波接收电路5、数字扫描变换器(DSC)6、监视器(显示部)7、控制电路(控制部)8、操作面板9以及运算电路(运算部)10。DSC6具备剪切弹性空间合成(compound)电路12。操作面板9具备剪切弹性特性测量指示单元11。

[0027] 探头3从包含多个振荡器元件的超声波振动部对被检体2照射超声波。

[0028] 探头3可以是具备条带型振荡器的线性矩阵探头,也可以是2维矩阵探头。超声波发送电路4根据控制电路8的控制,对探头3的超声波振动部,生成超声波发送信号。超声波接收电路5接收来自探头3的超声波振动部的接收信号,通过控制电路8的相位调整延迟控制,进行超声波接收信号的相位调整处理。数字扫描变换器(DSC)6利用来自超声波接收电路5的相位调整处理信号,使监视器7显示超声波图像。例如,DSC6构成作为超声波图像的B模式图像、M模式图像、多普勒图像以及血流图像,并使之在监视器7显示。另外,DSC6利用基于运算电路10运算得到的剪切弹性的运算结果来构成剪切弹性图像,并使之在监视器7显示。监视器(显示部)7显示超声波图像或各种信息。

[0029] 控制电路(控制部)8对超声波诊断装置1的各部件进行控制。控制电路8除由CPU构成外,可由DSP、FPGA或者RISC构成。操作面板9用于进行操作超声波诊断装置1的输入,作为用户接口而发挥功能。运算电路(运算部)10利用超声波接收电路5的输出信号,来运算被检体2中的规定区域的剪切弹性。剪切弹性的运算结果通过DSC6来构成剪切弹性图像,并在监视器7被显示出来。可使剪切弹性的运算结果与超声波图像重叠显示,也可与超声波图像并列显示。另外,也可仅显示剪切弹性的运算结果。

[0030] 剪切弹性特性测量指示单元11设定与剪切弹性特性相关的各种条件。剪切弹性特性测量指示单元11有触碰面板、按钮、以及GUI等。本实施方式中,操作面板9包含剪切弹性特性测量指示单元11,但剪切弹性特性测量指示单元11也可以是与操作面板9不同的单元。剪切弹性空间合成电路12将超声波图像、剪切弹性图像进行重叠,并使监视器7显示。

[0031] 此外,图1中的实线表示超声波数据的流路,虚线表示控制信号的流路。

[0032] 运算电路10对照射至被检体2的超声波波束的聚焦区域处的温度上升进行运算。监视器7显示与温度上升相关的信息。在此,作为与温度上升相关的信息,有热指数(Thermal Index)TI、机械指数(Mechanical Index)MI、热剂量(Thermal Dose)TD以及时间阈值(Time to Threshold)TT等的指标。

[0033] 热指数(TI)是表示热作用的指标,是表示当前的超声波波束的照射有可能使组织温度上升几度的标准性指标。TI通过以下的式(1)来计算出。

[0034] $TI = W_0 / W_{deg} \dots \dots (1)$

[0035] W_0 :超声波诊断装置的探头的辐射功率(超声波输出)[W]

[0036] W_{deg} :要使某生物体组织的温度上升1℃所需的功率(超声波输出)[W]

[0037] 出处:WFUMB,WFUMB Symposium on Safety and Standardisation in Medical Ultrasound,Synopsis,Ultrasound Med Biol18,1992,pp.733-737(非专利文献)

[0038] 机械指数(MI)是在将压破气泡时所能产生的能量以相同的负声压进行比较时,着眼于与超声波频率大致成反比例而得到的信息,是将各利频率的超声波的负声压换算成频率1MHz的负声压而得到的指标。MI通过以下的式(2)来计算出。MI在针对由频率不同的超声波可能产生的机械作用以及化学作用进行预测时有效。

[0039] $MI = Pr. \alpha (Z_{sp}) / \sqrt{f_c} \dots \dots (2)$

[0040] f_c :脉冲波的中心频率[MHz]

[0041] $Pr. (Z_{sp})$:考虑了脉冲波具有的强度的积分值成为最大的点 Z_{sp} 处的生物体的衰减而得到的超声波的负声压[MPa]

[0042] 出处:Robert E.APFEL,“Possibility of Microcavitation from Diagnostic Ultrasound,”IEEE Trans.UFFC33(2)(1986)pp.139-142(非专利文献)

[0043] 出处:Christy K.HOLLAND and Robert E.APFEL,“An Improved Theory for the Prediction of Microcavitation Thresholds,”IEEE Trans.UFFC36(2)(1989)pp204-208(非专利文献)

[0044] 热剂量(TD)是基于超声波照射的热量蓄积的生物体温度上升指标。

[0045] 出处:The Thermal Dose Index Marvin C.ZiskinJUltrasound Med2010;29:1475-1479(非专利文献)

[0046] 时间阈值(TT)作为直至以超声波照射能量而达到生物体安全性不能被确保这样

的温度的时间为止的指标而有用。

[0047] 出处:Lubbers, J., Hekkenberg, R.T., and Bezemer, R.A.(2003). "Time to threshold, a safety parameter for heating by diagnostic ultrasound," *Ultrasound Med. Biol.* 29, 755-764(非专利文献)

[0048] 本实施方式所涉及的超声波诊断装置1可将生物体的温度上升抑制在规定的阈值或限制值内,确保生物体安全性,又能恰当对生物体照射超声波能量来测量生物体组织的超声波剪切弹性。关于规定的限制值,利用世界医用超声波学术团体即WFUMB(WorId Federation for Ultrasound in Medicine and BioLogY)的指南。超声波热作用以及非热作用的指南中,示出了:(1)温度上升不超过1.5°C的情况下无影响;(2)4°C以上的温度上升持续5分钟以上时有可能对胚胎、胎儿造成影响;(3)作用也依赖于照射持续时间;以及(4)提高了1.5°C以上温度的装置将超声波的强度向操作者提示。

[0049] 本实施方式中,遵循WFUMB的指南,运算电路10实时地运算与TI、MI、TT以及TD相关的各种超声波发送强度、生物体温度上升指数等。监视器7实时地显示由运算电路10运算得到的各种超声波发送强度、生物体温度上升指数等。另外,控制电路8可在成为了被检体2的温度上升有可能达到规定的阈值或限制值的状态的情况下,经由监视器7等对检测者进行警告。另外,控制电路8也可在成为了被检体2的温度上升有可能达到规定的阈值或限制值的状态的情况下,对超声波发送电路4进行控制,生成按照将生物体的温度上升抑制在规定的阈值或限制值内的方式而被调整的超声波发送信号。并且,控制电路8也可在成为了被检体2的温度上升有可能达到规定的阈值或限制值的状态的情况下,对超声波发送电路4进行控制,使用于测量剪切弹性的超声波发送信号停止。

[0050] 如上述所述,本发明的超声波诊断装置是通过来自探头3的超声波来测量被检体2的剪切弹性的超声波诊断装置,其具备对超声波的聚焦区域的温度上升进行运算的运算部(运算电路10);和显示与温度上升相关的信息的显示部(监视器7)。本发明的剪切弹性测量方法是通过来自探头3的超声波来测量被检体2的剪切弹性的剪切弹性测量方法,该方法中,对超声波的超声波能量所引起的聚焦区域的温度上升进行运算,并显示与温度上升相关的信息。根据该构成,通过显示与温度上升相关的信息,能够唤起检测者注意,将生物体的温度上升抑制在规定的限制值内,确保生物体安全性,又能恰当对生物体照射超声波能量,进而能够测量生物体组织的超声波剪切弹性。

[0051] 另外,运算部(运算电路10)利用热指数、机械指数、热剂量以及时间阈值中的至少1个指标,来运算温度上升,显示部(监视器7)显示指标。根据该构成,通过实时地对超声波发送强度、生物体温度上升指数等进行运算,从而能够显示出成为了温度上升有可能达到规定的阈值或限制值的状态。

[0052] 另外,在成为了有可能温度上升达到规定的阈值或限制值的状态的情况下,超声波发送部(超声波发送电路4)生成按照将生物体的温度上升抑制在规定的阈值或限制值内的方式而被调整的超声波发送信号,或者,超声波发送部(超声波发送电路4)停止超声波发送信号的生成。

[0053] 接下来,对于本实施方式所涉及的超声波诊断装置1的动作进行说明。图2是用于说明超声波诊断装置1的动作的流程图。

[0054] 利用剪切弹性特性测量指示单元11,选择指标(TI、MI、TT以及TD)中的至少1个(步

骤S100)。所选择的指标也可以是多个。超声波诊断装置1开始超声波发送(步骤S101)。基于由超声波发送电路4生成的超声波发送信号,从探头3的超声波振动部对被检体2照射超声波波束。

[0055] 运算电路10利用模拟功能而实时地运算与所选择的指标相关的超声波发送强度(声音强度)、生物体温度上升指数等(步骤S102)。在此,在获取通常的超声波图像(B模式图像等)的情况下,运算电路10可停止剪切弹性的运算。另外,在切换通常的超声波图像的获取和剪切弹性图像的获取的情况下,运算电路10可切换为对剪切弹性和与温度上升相关的指标进行运算的模式。即,在通过来自探头3的超声波来测量被检体2的剪切弹性的情况下,运算电路10可成为运算剪切弹性和与温度上升相关的指标的模式。其结果,能够抑制不必要的剪切弹性测量。

[0056] 本发明的超声波诊断装置中,在通过来自探头3的超声波来测量被检体2的剪切弹性的情况下,运算部(运算电路10)切换为运算温度上升的模式。根据该构成,在测量剪切弹性的情况下,运算部(运算电路10)切换为运算温度上升的模式,由此能够抑制不必要的剪切弹性测量。

[0057] 指标的运算结果在监视器7进行显示(步骤S103)。控制电路8对运算出的超声波发送强度(声音强度)、生物体温度上升指数是否超过了预先设定的阈值进行判断(步骤S104)。在运算结果超过阈值而成为了有可能被检体2的温度上升达到规定的限制值的状态的情况下,控制电路8经由监视器7的警告显示等,对检测者进行警告(步骤S105)。

[0058] 控制电路8对运算出的超声波发送强度(声音强度)、生物体温度上升指数是否超过规定的限制值进行判断(步骤S106)。限制值利用WFUMB的指南即可。在运算结果超过限制值的情况下,控制电路8经由监视器7的警告显示等,对检测者进行警告,同时使超声波发送信号停止(步骤S107)。而且,监视器7显示出超声波发送信号的停止(步骤S108)。

[0059] 在结束了通常的超声波图像、剪切弹性图像的获取的情况下,运算电路10结束进行超声波发送强度(声音强度)、生物体温度上升指数等的模拟(simulation)(步骤S109)。

[0060] 根据本实施方式所涉及的超声波诊断装置1,通过运算与被检体2的生物体温度上升相关的指标并使之显示在监视器7,从而既确保生物体安全性,又能恰当对生物体照射超声波能量进而能够测量生物体组织的超声波剪切弹性。另外,在指标超过阈值或限制值的情况下,通过使超声波发送停止,进一步确保生物体安全性,又能恰当对生物体照射超声波能量从而能够测量生物体组织的超声波剪切弹性。此外,超声波发送强度、生物体内温度上升的指标并不限于TI、MI、TT以及TD,也可以利用其他的指标(例如,ISPTA.3)。

[0061] (第2实施方式)

[0062] 以下,关于第2实施方式所涉及的超声波诊断装置,参照附图进行说明。在无特别言及的情况下,其他的构成与第1实施方式所涉及的超声波诊断装置相同。图3表示本实施方式所涉及的超声波诊断装置照射的超声波的概要的图。

[0063] 图3(a)是表示为了使被检体2的生物体内产生剪切位移而在单一方向上照射超声波波束B1的图。为了以使生物体内产生剪切位移为目的而延伸至规定的深度地产生横波,对多个深度方向的聚焦点f照射超声波波束B1。该情况下,包含有多个深度方向的聚焦点f的区域将成为聚焦区域F。如图3(a)所示,在单一方向照射超声波波束B1的情况下,由于生物体内温度上升分布集中于局部,所以,该部位的温度上升值具有在短时间达到规定的阈

值或限制值的可能性。因此,为了安全进行剪切弹性测量,需将剪切弹性测量时间设定得较短,进而导致出现不能充分检查的可能性。

[0064] 如图3(b)以及(c)所示,本实施方式中,对多个聚焦区域F照射超声波波束B1、B2(超声波)。此外,如图3(b)所示,在多个聚焦区域F发生重复的情况或超声波横波的传播范围发生重复的情况下,在重复区域,生物体内温度上升分布集中,所以,本实施方式中,如图3(c)所示,对多个聚焦区域F照射的超声波波束B1、B2的距离间隔D(超声波波束间距离)进行调整,通过调整生物体内温度上升分布,而能够实现充分的剪切弹性测量时间下的检查。对进行超声波发送的开口进行控制,即,使开口沿着扫描方向进行偏移,从而能够对多个聚焦区域F进行照射。

[0065] 控制电路8根据测量剪切弹性的区域(剪切弹性测量区域),计算出用于测量生物体内的剪切弹性的多个超声波的发送位置,对超声波发送电路4控制剪切弹性测量用的超声波发送位置。其结果,探头3能对多个聚焦区域F照射超声波,能够调整对多个聚焦区域照射的超声波的距离间隔D。剪切弹性测量区域是检测者经由剪切弹性特性测量指示单元11而设定的,设定进行剪切弹性测量的幅宽信息和深度信息。另外,在以三维进行剪切弹性测量的情况下,附加进行剪切弹性测量的纵深信息。如此地,在设定了剪切弹性测量区域的情况下,控制电路8基于用来设定剪切弹性测量区域的信息,对假想的生物体内温度上升进行模拟,来设定超声波的距离间隔D。此时,按照多个超声波的传播范围不发生重复地,设定超声波的距离间隔D。

[0066] 如上所述,本发明的超声波诊断装置是通过来自探头3的超声波来测量被检体的剪切弹性的超声波诊断装置,其中,探头3对多个聚焦区域照射超声波,并具备测量剪切弹性的运算部(运算电路10)。

[0067] 探头3对多个聚焦区域照射超声波,能够调整对多个聚焦区域照射的超声波的距离间隔。根据该构成,通过对多个聚焦区域照射超声波,能够使生物体温度上升分布进行分散,通过调整多个超声波的照射距离间隔,能够调整生物体内温度上升分布。

[0068] 例如,如图3(b)所示,超声波的距离间隔窄时,在剪切弹性测量用的超声波波束B1、B2不发生重复的区域中,生物体内温度上升收敛于阈值或限制值内,但在超声波波束B1、B2发生重复的区域(尤其是聚焦区域F)中,由于各自的温度上升区域重复,所以,存在生物体内温度上升超过阈值或限制值的可能性。该情况下,如图3(c)所示,控制电路8调整超声波波束B1、B2发生重复的区域,按照生物体内温度上升收敛于阈值或限制值内(例如,生物体内最高温度:41℃)地,决定剪切弹性测量用的超声波波束B1、B2的距离间隔D(超声波波束发送间距离)。此外,控制电路8能够按照剪切弹性测量用的多个超声波波束B1、B2不发生重复地,预先设定多个超声波波束的距离间隔D(例如,3cm)。检测者经由控制电路8,以规定的范围(例如,3cm~5cm)任意地设定距离间隔D。

[0069] 根据本实施方式所涉及的超声波诊断装置1,对多个聚焦区域F照射超声波,并通过调整对多个聚焦区域F进行照射的超声波的距离间隔D,从而能确保生物体安全性,又能恰当对生物体照射超声波能量,能够将生物体内温度上升抑制在规定的范围内。

[0070] 此外,从探头3所照射的多个超声波波束B1、B2可按照多个聚焦区域F处于大致平行的方式,相互大致平行地照射。图4是表示超声波的横波进行传播的区域的图。一般已知超声波呈扇状照射的扫描方式。该扫描方式中,如图4(a)所示,用于测量剪切弹性的超声波

横波的传播方向P相对于扇状照射的超声波的纵波方向而成为垂直方向。

[0071] 另外,如图4(b)所示,该情况下的超声波横波的传播范围A成为以聚焦区域F为中心的矩形状。其结果,在超声波呈扇状照射的情况下,传播范围A相对于探头3的抵接方向而成为斜向。因此,将产生斜向的传播范围A不能覆盖的剪切弹性测量区域E。另一方面,为了使斜向的传播范围A覆盖所有的剪切弹性测量区域E,必须多次照射超声波。该情况下,产生传播范围A进行重复的重复区域C,生物体内温度上升的可能性变高。另外,斜向的传播范围A中,超声波横波的传播方向P相对于生物体肌肉组织方向而不成水平,所以,剪切弹性测量的帧速率变慢,有损实时性。

[0072] 图4(c)是表示通过使多个聚焦区域F处于大致平行来降低重复区域C的图。按照覆盖剪切弹性特性测量指示单元11所设定的剪切弹性测量区域E的方式,控制电路8对超声波发送电路4进行控制,由此,在相对于生物体表面而大致垂直的方向上形成超声波波束B1、B2,从而,超声波横波大致沿着生物体肌肉组织方向进行传播。如此地,通过相互大致平行地照射超声波波束,使多个聚焦区域处于大致平行,传播区域A能有效地覆盖剪切弹性测量区域E,能抑制对生物体内照射的超声波能量,所以,能够避免不必要的生物体内温度上升,确保生物体安全性,将生物体内温度上升抑制在规定的范围内。另外,根据传播区域A来调整超声波波束的距离间隔D(超声波波束间距离),由此,能够有效覆盖剪切弹性测量区域E使得传播区域A不发生重复,能够抑制对生物体内照射的超声波能量。

[0073] 如上所述,本发明的超声波诊断装置中,超声波的距离间隔可根据测量剪切弹性的超声波的传播范围来进行调整。根据该构成,由于根据超声波的传播范围来调整超声波的照射距离间隔,因此,能够避免传播范围的重复,能有效地覆盖剪切弹性测量区域,同时能够抑制对生物体内进行照射的超声波能量。

[0074] 另外,本发明的超声波诊断装置中,探头3对多个聚焦区域照射超声波,使多个聚焦区域处于大致平行。根据该构成,通过相互大致平行地照射超声波波束,从而多个聚焦区域处于大致平行,超声波的传播区域能有效覆盖剪切弹性测量区域,能够抑制对生物体内照射的超声波能量。

[0075] 另外,可根据构成剪切弹性测量的图像的帧,来切换超声波的聚焦区域F的位置。例如,如图5所示,第1帧中,按照传播区域A不发生重复地照射2个超声波波束,使超声波的聚焦区域F1、F2处于大致平行。另一方面,第2帧中,按照传播区域A不发生重复地照射3个超声波波束,使超声波的聚焦区域F3、F4、F5处于大致平行。根据帧,由于第1帧的聚焦区域F1、F2和第2帧的聚焦区域F3、F4、F5的位置不同,所以,能够避免生物体内温度上升分布集中于一定的聚焦区域(例如,聚焦区域F1、F2)。

[0076] 其结果,通过调整生物体内温度上升分布,能够成为以充分的剪切弹性测量时间的检查。另外,剪切弹性测量的帧速率得到提高。

[0077] 如上所述,本发明的超声波诊断装置中,探头3对多个聚焦区域照射超声波,根据构成剪切弹性的图像的帧来切换多个聚焦区域的位置。基于该构成,根据帧使多个聚焦区域的位置不同,由此,能够避免生物体内温度上升分布集中于一定的聚焦区域,能够调整生物体内温度上升分布。

[0078] (第3实施方式)

[0079] 以下,关于第3实施方式所涉及的超声波诊断装置,利用附图进行说明。在没有特

别言及的情况下,其他的构成与第1以及第2实施方式所涉及的超声波诊断装置相同。图6是表示由本实施方式所涉及的超声波诊断装置获取的剪切弹性图像的概要的图。本实施方式中,控制电路8基于聚焦区域F6~F8中的由超声波纵波所引起的位移以及由超声波横波所引起的位移中的至少1个位移,来决定是否运算聚焦区域F6~F8的剪切弹性。控制电路8在决定为不运算聚焦区域F6~F8的剪切弹性的情况下,运算电路10在聚焦区域F6~F8以外的剪切弹性测量区域E中运算剪切弹性,在聚焦区域F6~F8的剪切弹性测量区域E1~E3中,不进行剪切弹性的运算。

[0080] 如上所述,本发明的超声波诊断装置具备控制部(控制电路8),该控制部基于聚焦区域中的由超声波纵波所引起的位移以及由超声波横波所引起的位移中的至少1个位移,来决定是否运算聚焦区域的剪切弹性。根据该构成,由于对能被预测为基于超声波纵波的组织位移较大的部位、或者被预测为超声波横波的产生较少的部位,命令不进行剪切弹性的运算以及显示,因此,省略聚焦区域中的剪切弹性的运算,从而能够避免不必要的生物体内温度上升,确保生物体安全性,且能够将生物体内温度上升抑制在规定的范围内。

[0081] 为了以测量剪切弹性为目的而在生物体内使超声波横波产生,需要以超声波纵波来压缩某体积(volume)的生物体组织。其结果,某体积的生物体内纵方向的伸缩的变化将成为体积的生物体内横方向的变化,向生物体内传播横波。如果某体积是无限小的区域,在生物体内,则没有纵波为支配性的区域,实际的超声波发送中,某体积是有限的区域,因此,将产生超声波纵波成为支配性的区域。例如,-20dB的超声波波束的波束幅宽依赖于探头形状、发送频率、发送波形形状以及发送功率等,但大约成为0.3~2.0mm程度。在该聚焦区域中,生物体的向超声波辐射方向的位移(由超声波纵波所引起的位移)成为支配性,几乎观察不到生物体向超声波辐射方向的垂直方向的位移(由超声波横波所引起的位移),从而剪切弹性测量信息中有产生错误的情况。

[0082] 本实施方式中,控制电路8基于由剪切弹性特性测量指示单元11输入的与剪切弹性测量区域相关的信息、以及探头3的探头形状、发送频率、发送波形形状以及发送功率等,来对剪切弹性测量中利用的超声波波束的分布图(profile)进行模拟,并决定预测出由超声波纵波所引起的位移较大的部位(由超声波纵波所引起的位移超过规定的阈值的部位)、或者预测出超声波横波的产生较少的部位(由超声波横波所引起的位移不足规定的阈值的部位)。而且,控制电路8针对运算电路10命令对预测出由超声波纵波所引起的位移较大的部位或者预测为超声波横波的产生较少的部位,不运算聚焦区域的剪切弹性,针对DSC6命令不显示聚焦区域中的剪切弹性测量的结果。

[0083] 如图6所示,随着时间的经过,构成剪切弹性图像1~3。剪切弹性图像1中,控制电路8基于与聚焦区域F6中的由超声波纵波所引起的位移以及由超声波横波所引起的位移中的至少1个位移相关的分布图的模拟,来决定是否运算聚焦区域F的剪切弹性。控制电路8在决定为不运算聚焦区域F6的剪切弹性的情况下,运算电路10在聚焦区域F6以外的剪切弹性测量区域E中运算剪切弹性,在作为聚焦区域F6的剪切弹性测量区域E1中不运算剪切弹性。相同地,在各自的剪切弹性图像2、3中,运算电路10在聚焦区域F7、8以外的剪切弹性测量区域E中运算剪切弹性,在作为聚焦区域F7、8的剪切弹性测量区域E2、E3中不运算剪切弹性。

[0084] 如上所述,本发明的超声波诊断装置中,运算部(运算电路10)在决定为不运算聚焦区域的剪切弹性的情况下,基于对于与聚焦区域不同的聚焦区域照射的超声波,来运算

剪切弹性未被运算的聚焦区域的剪切弹性。根据该构成,基于对不同的聚焦区域照射的超声波,能够运算缺损区域的剪切弹性,因此,即使在决定为不运算聚焦区域的剪切弹性的情况下,也能够获得覆盖剪切弹性测量区域的剪切弹性测量信息。

[0085] 根据本实施方式,控制电路8对于能够预测出由超声波纵波所引起的组织位移较大的部位或者能够预测出超声波横波的产生较少的部位,命令不进行剪切弹性的运算以及显示,因此,不显示不当或者错误的剪切弹性测量信息。其结果,能够降低误诊的可能性,能够提供适于诊断的信息。另外,通过省略聚焦区域中的剪切弹性的运算,能够避免不必要的生物体内温度上升,确保生物体安全性,且能够将生物体内温度上升抑制在规定的范围内。

[0086] 本实施方式中,控制电路8在决定为不运算聚焦区域F的剪切弹性的情况下,运算电路10在聚焦区域F以外的剪切弹性测量区域E中运算剪切弹性,在作为聚焦区域F的剪切弹性测量区域E中不运算剪切弹性。例如,剪切弹性图像1中出现没有运算剪切弹性的剪切弹性测量区域E1。该情况下,运算电路10在剪切弹性图像2、3中,基于对不同于聚焦区域F6的聚焦区域F7、F8照射的超声波,对剪切弹性图像1中剪切弹性未被运算的聚焦区域F6的剪切弹性进行运算。而且,监视器7将剪切弹性图像1(第1剪切弹性图像)、和基于对不同于聚焦区域F6的聚焦区域F7、F8照射的超声波而运算出的剪切弹性图像(第2剪切弹性图像)进行重叠显示。

[0087] 图7是表示多个剪切弹性图像被重叠的情形的图。如图7所示,剪切弹性图像1~3中,产生剪切弹性未被运算的缺损区域E1~E3。另一方面,如果DSC6中包含的剪切弹性空间合成电路12将各剪切弹性图像1~3进行重叠,则能够补充缺损区域E1~E3,能够获得在剪切弹性测量区域E的全部区域进行运算而得到的剪切弹性图像。

[0088] 在将剪切弹性图像进行重叠(合成)的情况下,基于所获取的剪切弹性图像的获取速率以及缺损区域位置等,剪切弹性特性测量指示单元11设定各剪切弹性图像1~3的重叠比。例如,将剪切弹性图像1中的缺损区域E1的重叠比设为“0”,将剪切弹性图像2、3中的与缺损区域E1相当的区域E201、E301的重叠比分别设为“0.5”。即,在各剪切弹性图像1~3中,与缺损区域E1对应的区域E1、E201、E301的重叠比成为以下的式(3)。

$$[0089] \quad (E1:E201:E301)=(0:0.5:0.5) \cdots \cdots (3)$$

[0090] 由此,重叠比的合计成为“1”。另外,由于区域E1的重叠比为“0”,因此,只要区域E201和区域E203的重叠比的合计成为“1”,可任意地设定。例如,区域E1、E201、E301的重叠比也可以是以下的式(4)。

$$[0091] \quad (E1:E201:E301)=(0:0.25:0.75) \cdots \cdots (4)$$

[0092] 另一方面,缺损区域E1、E2、E3以及与各缺损区域对应的区域E102、E103、E201、E203、E301、E302以外的区域E11、E21、E31(没有缺损区域的区域)的重叠比的合计只要为“1”,可任意地设定。例如,区域E11、E21、E31的重叠比也可以是以下的式(5)。

$$[0093] \quad (E11:E21:E31)=(0.2:0.6:0.2) \cdots \cdots (5)$$

[0094] 如图7所示,剪切弹性空间合成电路12通过对各区域乘以重叠比后进行相加(重叠合成),来重叠各个剪切弹性图像1~3。

[0095] 根据本实施方式,即使在控制电路8决定为不运算聚焦区域F的剪切弹性时而产生了缺损区域E1、E2、E3的情况下,也能补充缺损区域E1~E3,能够没有欠缺疾病判别用的信息地,获得剪切弹性图像。

[0096] 如上所述,本发明的超声波诊断装置中,显示部(监视器7)将剪切弹性未被运算的情况下的第1剪切弹性图像、和基于对不同的聚焦区域所照射的超声波而运算出的第2剪切弹性图像进行重叠显示。根据该构成,即使在剪切弹性图像中产生了缺损区域的情况下,也能够补充缺损区域,能够没有欠缺剪切弹性测量信息地,获得剪切弹性图像。

[0097] 以上,关于本发明所涉及的实施方式进行了说明,但本发明并不限于这些,可在权利要求所记载的范围内中进行变更・变形。

[0098] 工业上的利用可能性

[0099] 本发明所涉及的超声波诊断装置通过显示与温度上升相关的信息,能够取得如下效果:可唤起检测者注意,将生物体的温度上升抑制在规定的限制值内,确保生物体安全性,又能恰当对生物体照射超声波能量,从而能够测量生物体组织的超声波剪切弹性。

[0100] 标号说明

[0101] 1:超声波诊断装置,2:被检体,3:探头,4:超声波发送电路,5:超声波接收电路,6:DSC,7:监视器,8:控制电路,9:操作面板,10:运算电路,11:剪切弹性特性测量指示单元,12:剪切弹性空间合成电路。

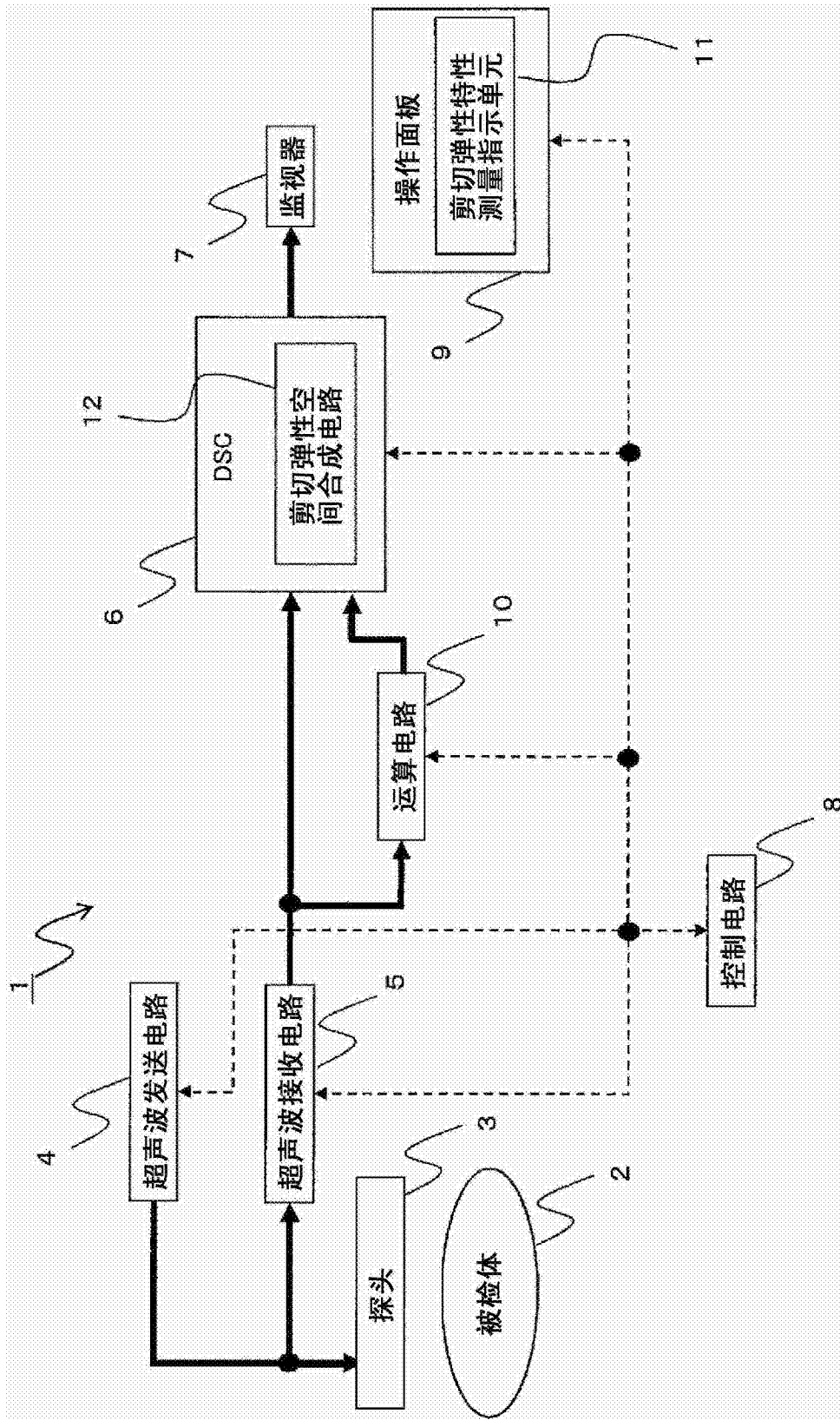


图1

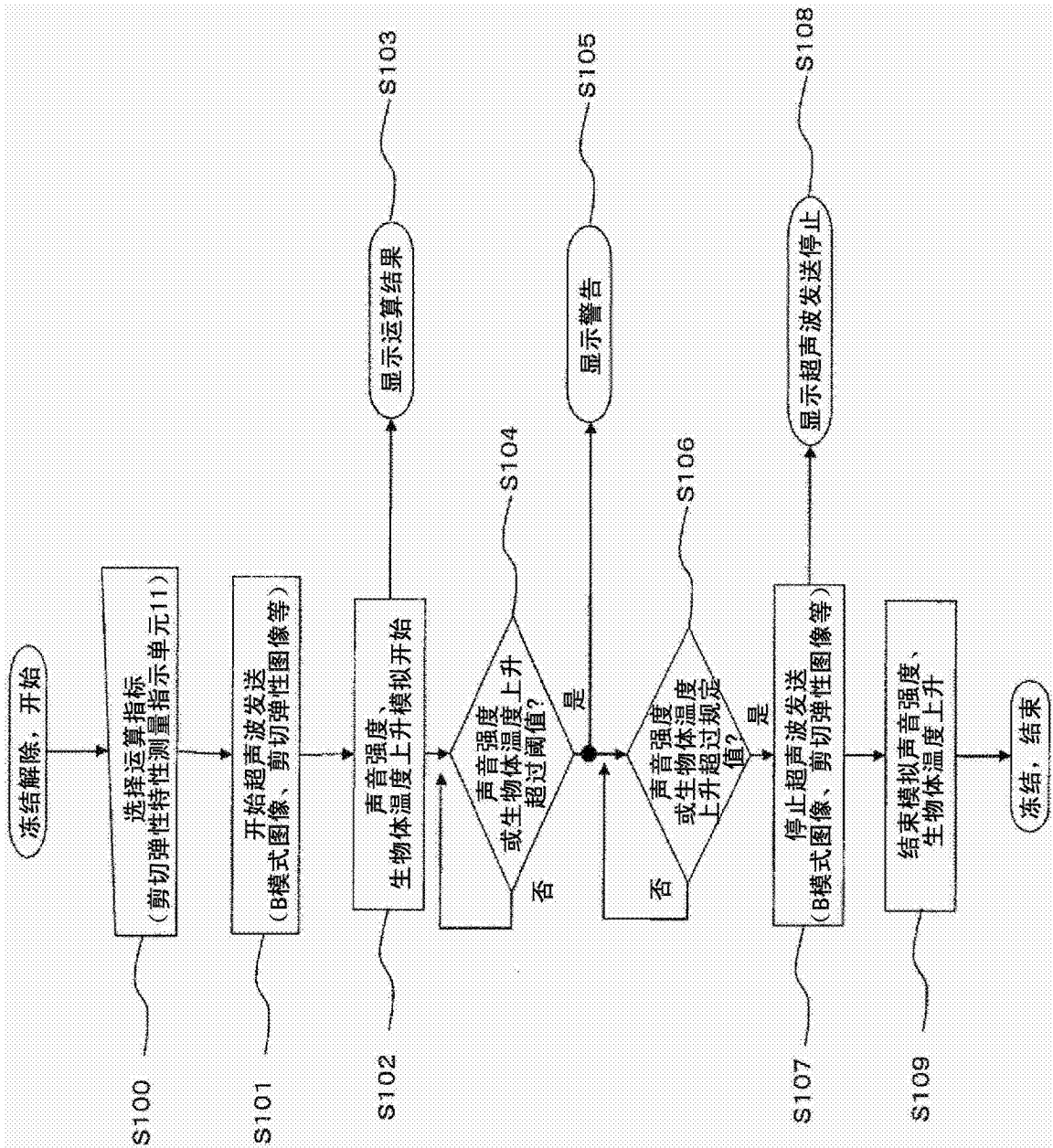


图2

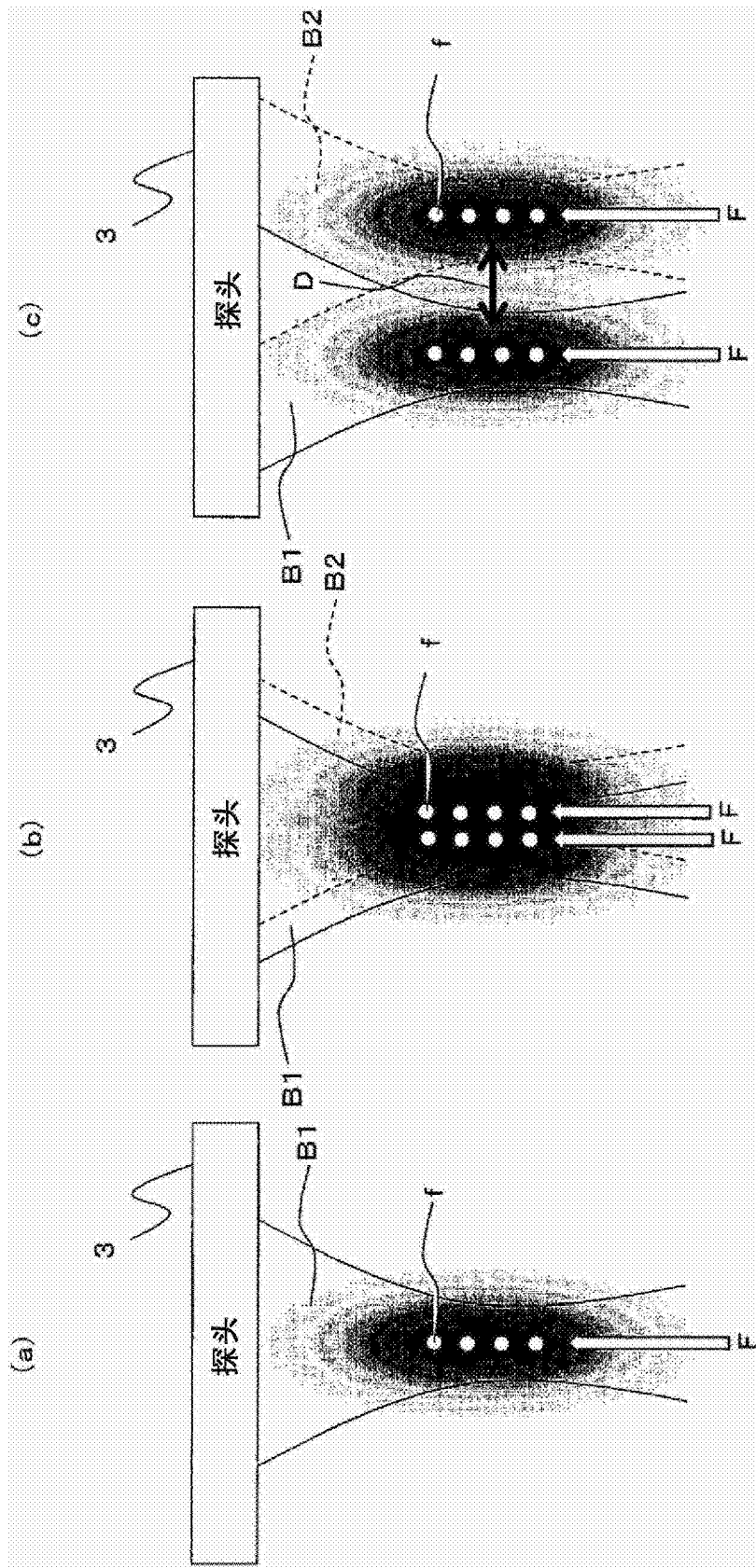


图3

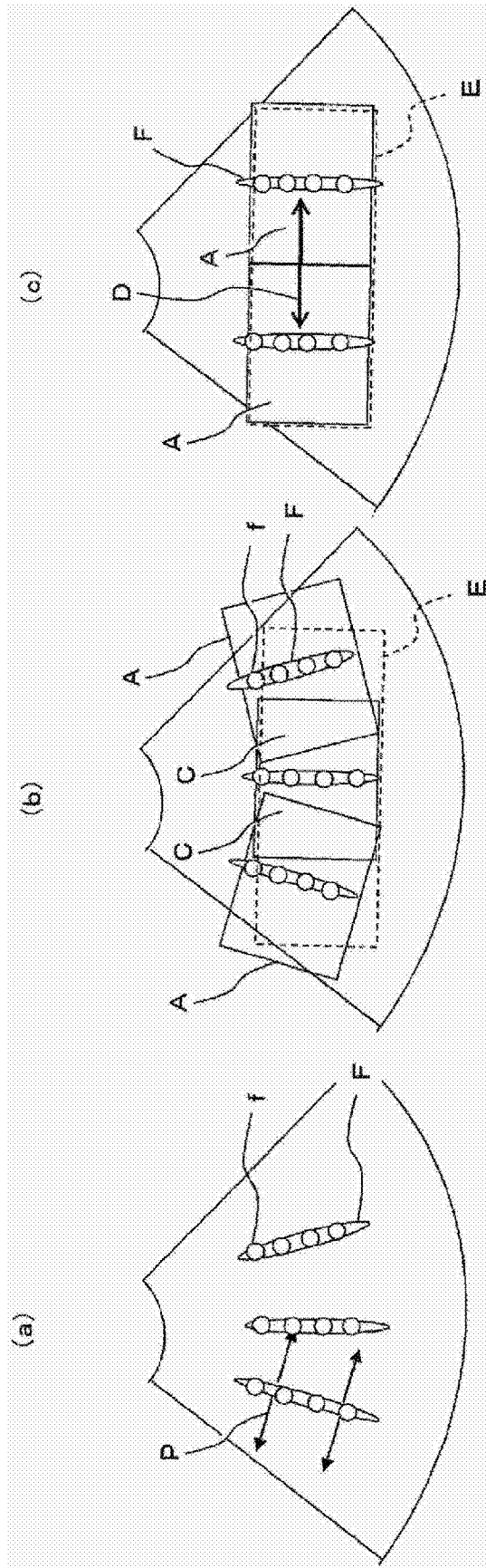


图4

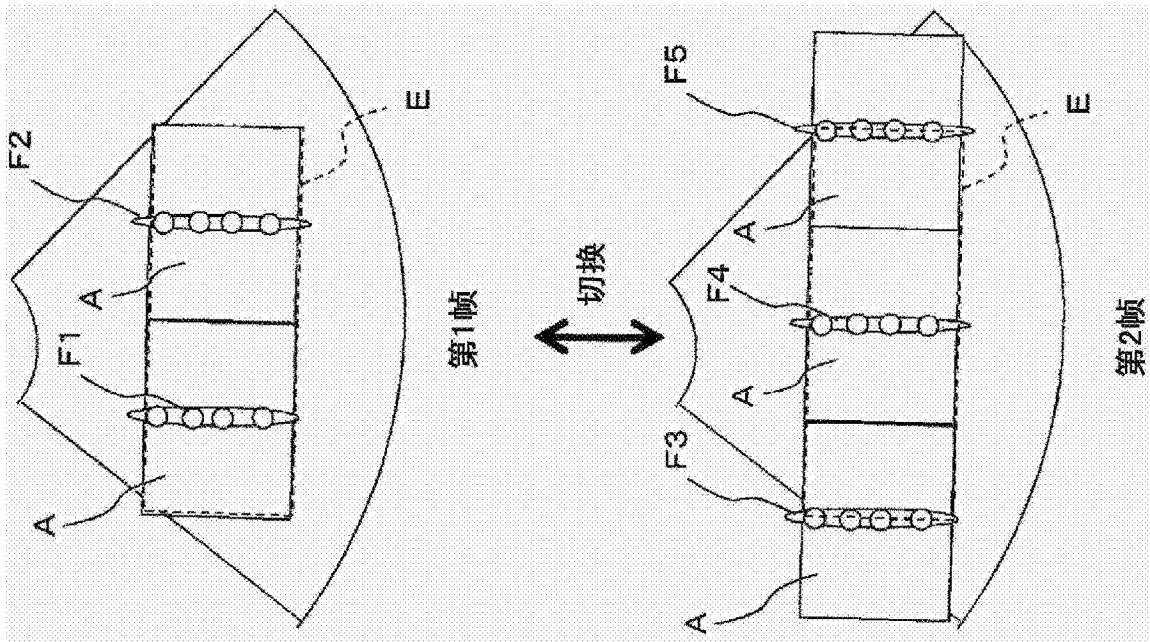


图5

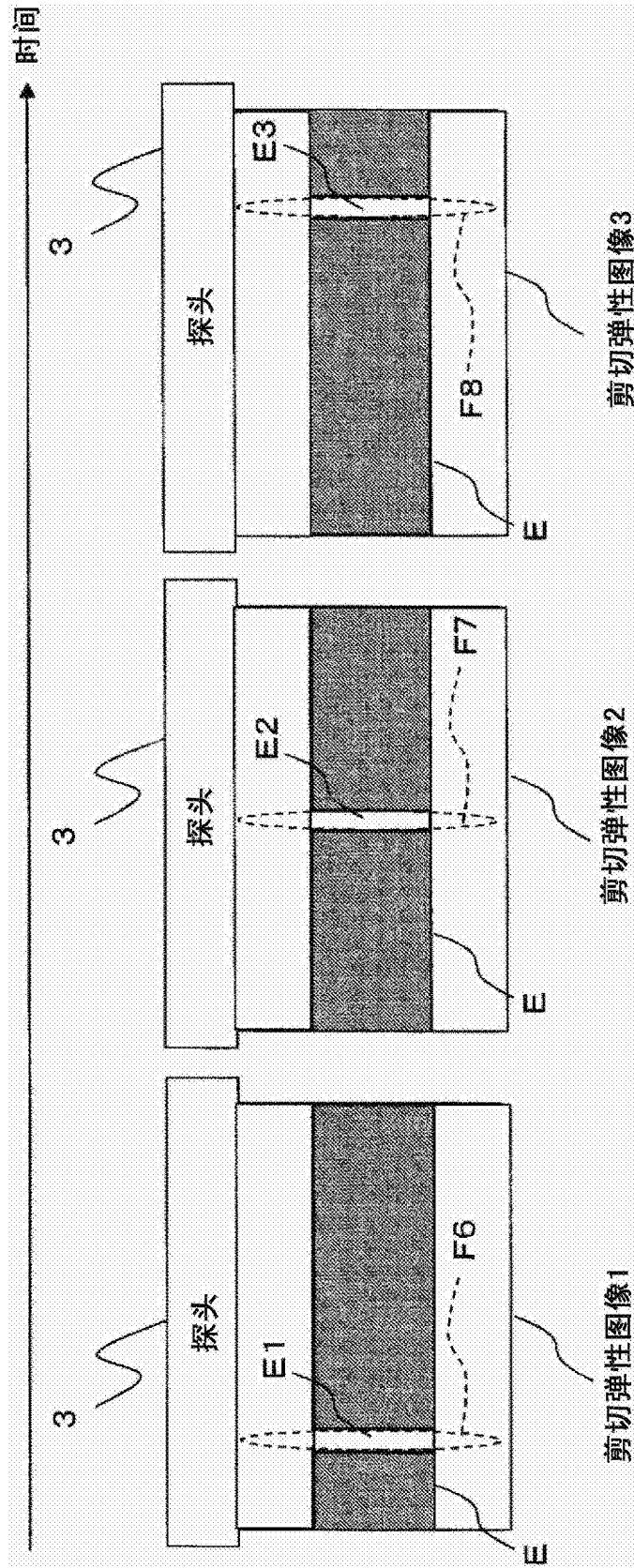


图6

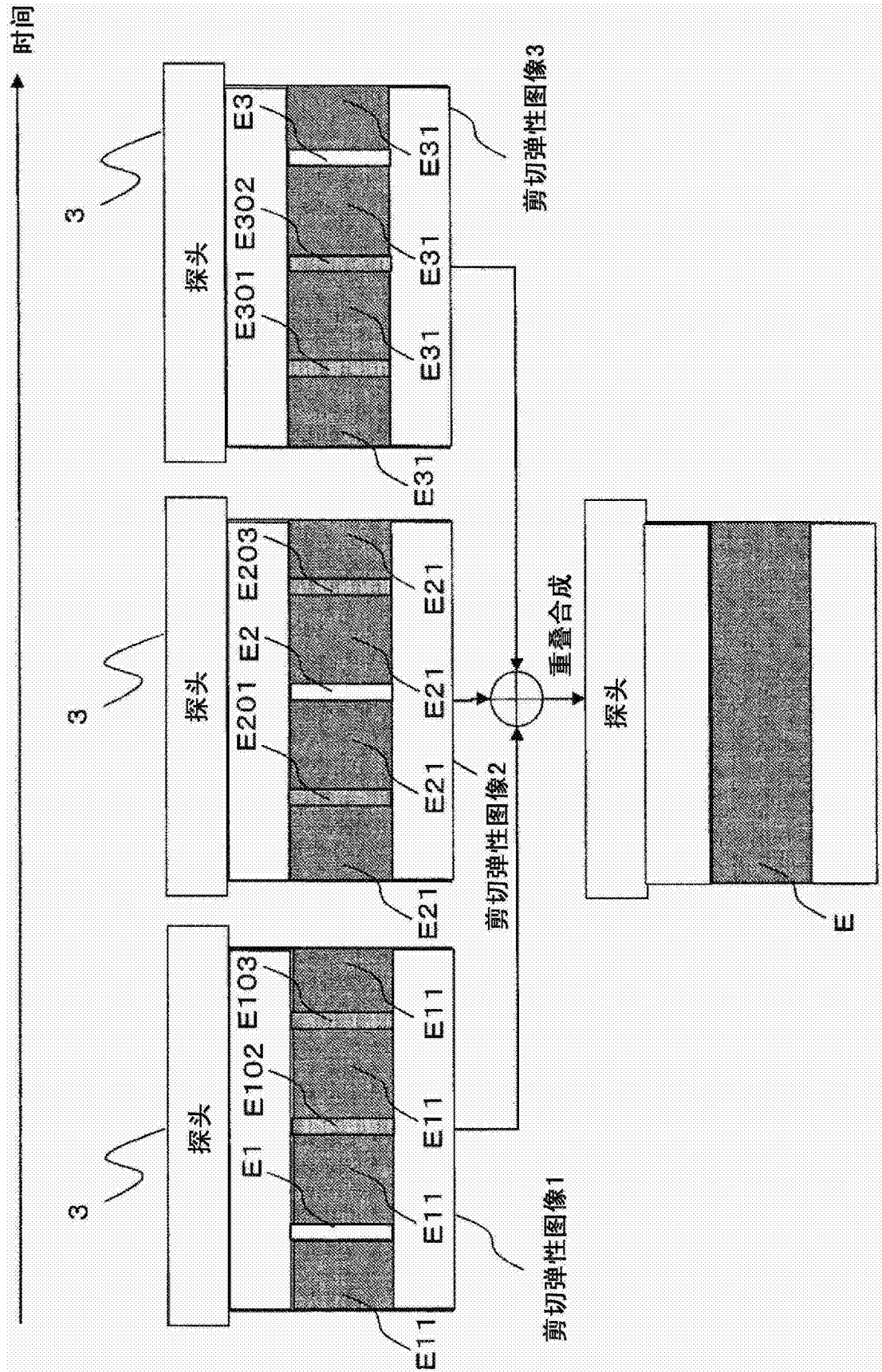


图7

专利名称(译)	超声波诊断装置以及剪切弹性测量方法		
公开(公告)号	CN103717144B	公开(公告)日	2016-08-24
申请号	CN201280037365.0	申请日	2012-05-23
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医疗器械		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	玉野聪		
发明人	玉野聪		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/546 A61B5/01 A61B8/085 A61B8/461 A61B8/485 A61B8/5223 G01S7/52036 G01S7/52042 G01S7/52074		
优先权	2011165662 2011-07-28 JP		
其他公开文献	CN103717144A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种超声波诊断装置，其通过显示与温度上升相关的信息，能唤起检测者注意，将生物体的温度上升抑制在规定的限制值内，确保生物体安全性，同时能恰当对生物体照射超声波能量进来测量生物体组织的超声波剪切弹性。超声波诊断装置通过来自探头的超声波来测量被检体的剪切弹性，具备对超声波的聚焦区域的温度上升进行运算的运算部；和显示与温度上升相关的信息的显示部。

